

入眠期眼球運動のAC増幅記録にみられる 歪みの定量的評価

学校教育講座 広 重 佳 治

Quantitative evaluation of distortions in AC eye movement recording during the wake - sleep transition

Yoshiharu HIROSHIGE

AC coupling has become standard practice in electro - oculographic (EOG) recording in sleep. Although it is well realized that distortions are introduced into AC - coupled EOG as a function of the time constants, choice of time constant varies among researchers who have attempted to detect slow eye movements (SEMs) during the wake - sleep transition.

The purpose of this study is to examine theoretically as well as practically the usefulness of Pearson's product-moment correlation coefficient for the quantitative evaluation of distortions in AC-coupled EOG recordings. The coefficients were computed for each 10s between DC-coupled and AC-coupled (time constants: 6.0s, 3.0s & 0.3s) recordings. Results indicated that Pearson's correlation coefficient succeeded in differentiating EOG distortions among the three types of time constant. The time constant of 6.0s should be considered for reliable detection of SEMs.

眼球には角膜側がプラス、網膜側がマイナスに帯電した角膜-網膜電位 (corneo-retinal standing potential) が存在しており、眼球の動きに応じて眼窩周辺の角膜-網膜電位の分布が変化する。眼電図法 (electro-oculography: EOG) はその電位変化を左右のこめかみに装着した電極を通して取り出す記録法である。眼球の位置と運動 (方向と速さ) に関する正確な情報はDC増幅 (direct coupled amplification) のEOG法で得られるが、睡眠時のように長時間の場合には皮膚電気反射や角膜-網膜電位に生じる緩徐な変動あるいは電極-皮膚分極などの影響によりDC記録の基線にドリフトが生じる (McPartland & Kupfer, 1978; Boukadoum & Ktonas, 1986)。このドリフトはAC増幅 (capacitance coupled amplification) によって除去されるが、AC増幅の時定数 (time constance) の特性により眼球の位置に関する情報が失われる。時定数は電気容量(C)と抵抗(R)の積で与えられ、出力電圧が入力電圧の $1/e$ (約37%) に減衰するまでの時間であり、低周波成分 ($f=1/2\pi CR$) を除去する低域フィルターとして働く。例えば、時定数0.3秒のときの遮断周波数 (出力が30%低下する点の周波数) は0.53Hzとなる。他方、CR回路の特性から信号電位

はゼロ水準に機械的に回復させられるため、DC記録の振幅が十分に大きいと現実には存在しない復帰波形 (recovery waveforms) が生じる (Boukadoum & Ktonas, 1986)。AC増幅のEOG記録に際しては、こうした電位低下や機械的復帰による記録波形の歪みを極力小さくし信号波形が正確に検出できるように、時定数の選択に配慮しなければならない。

睡眠時のEOG記録は時定数0.3秒が標準値であるが、これはレム睡眠時の視覚性の夢見体験と結びついた速い眼球運動 (rapid eye movements: REMs)の検出を目的としている (Rechtschaffen & Kales, 1968)。一方、覚醒と睡眠の移行期 (入眠期) には、REMsより周期が長く、左右の眼球が同期して振り子様に動く緩徐眼球運動 (slow eye movements: SEMs) が観察される。SEMsの出現期には眠気や睡眠感の自覚を始め、幻覚・後退した思考活動・時間知覚の変容などの主観的体験がみられる (広重, 1995)。しかし、入眠期あるいは睡眠段階1のEOG記録については時定数の標準化が遅れているのが実情で、1950年代から80年代の研究をみると使用された時定数は海外で0.3秒あるいは1秒、わが国で1.5秒から3.0秒というように一様でない (広重, 1990)。先頃、日本睡眠学会によって発表された睡眠段階判定のガイドラインは、標準的基準として広く採用されている国際基準 (Rechtschaffen & Kales, 1968) を補足・修正し、そのなかで段階1の判定指標としてSEMsを追加し、そのEOG記録の時定数・増幅率・導出法に言及している (日本睡眠学会ニューズレター, 1996)。そこでは、「遅い眼球運動の認識のため、長時定数、少なくとも1.5秒以上が望ましい」とされている。このガイドラインは覚醒・睡眠移行期を念頭においたEOG記録の標準化を意図したものと理解されるが、推奨された時定数は現行の脳波計に標準装備されている長時定数 (1.5~3.0秒) を是認する内容となっている。

しかし、遅い眼球運動の正確な記録が従来の長時定数では十分に保障されないことは、AC増幅の時定数 (0.1, 0.3, 1.0, 3.0秒) の影響をDC増幅記録との比較から系統的に調べたTurskyらの研究で既に報告されている (Tursky & O'Connell, 1966)。彼らの知見は覚醒時の水平方向の眼球運動に関するものであるが、長周期 (5~10秒) の眼球運動を時定数3.0秒でEOG記録すると電位低下と鋭角な波形を特徴とする歪みが生じる。入眠期のSEMs記録も同様に歪みが観察されている (広重, 1990)。それによると、SEMsの運動周期には変動性があり (1~16秒)、その周期が延長すると時定数2.0秒のAC増幅とDC増幅のEOG記録は相関 (ピアソンの相関係数) が著しく低下する。

本研究は、多様な運動周期をもつSEMsのEOG記録に最適な時定数の選定を目的とし、DC増幅記録の再現性の定量的評価に基づいてその最適値を定めるという方略を採用した。上に引用した著者の予備研究はピアソンの積率相関係数 (product-moment correlation coefficient) をAC増幅記録の歪みの指数として適用したが、同相関係数については「DC信号がAC記録で100%再現されれば1であり、その再現力が落ちるに従って0に近づく」(P.147) という不十分な理解であった。本稿はピアソンの積率相関係数が入眠期限球運動のEOG記録波形の歪みの指数として導入できる理由を統計学的に論述するとともに、記録の導出数や標本数などに改善を加え、AC増幅によるEOG記録の歪みの定量的評価について再検討した。

AC増幅によるEOG記録の歪みの統計学的性質

AC増幅記録の歪みの大きさをDC増幅記録との誤差分散の形で求める。今、AD変換されたDC記録とAC記録のデータをそれぞれ時系列 x_t と y_t ($t=1, 2, \dots, n$)、その全分散を σ_x^2 と σ_y^2 とする。各計測時点での誤差を $e_t = x_t - y_t$ とおくと、その誤差分散 σ_e^2 は、

$$\begin{aligned}\sigma_e^2 &= \Sigma (e_t - \bar{e})^2 / n \\ &= \Sigma \{(x_t - \bar{x}) - (y_t - \bar{y})\}^2 / n \\ &= \Sigma \{(x_t - \bar{x})^2 + (y_t - \bar{y})^2 - 2(x_t - \bar{x})(y_t - \bar{y})\} / n \\ &= \sigma_x^2 + \sigma_y^2 - 2\sigma_{xy} \cdots \cdots \cdots \textcircled{1} \\ &= (\sigma_x^2 - \sigma_{xy}) + (\sigma_y^2 - \sigma_{xy}) \cdots \cdots \cdots \textcircled{1}'\end{aligned}$$

となる。つまり、誤差分散は時系列 x_t と y_t の全分散およびその共分散(σ_{xy})の線形結合となる(式①)。共分散は両時系列の共変動の大きさを表すから、誤差分散は共分散で説明されない各時系列の分散の和であることが分かる(①')。また、式②に示すように共分散と全分散(標準偏値)の比はピアソンの積率相関係数となるから、

$$\sigma_{xy} / (\sigma_x \sigma_y) = r \quad (|r| \leq 1) \cdots \cdots \cdots \textcircled{2}$$

式①の誤差分散は相関係数 r を含む式③の形に書き直せる。

$$\sigma_e^2 = \sigma_x^2 + \sigma_y^2 - 2r\sigma_x\sigma_y \cdots \cdots \cdots \textcircled{3}$$

従って、誤差分散は時系列 x_t と y_t の全分散と相関係数で決定され、 $r=1$ のときに最小値 $(\sigma_x - \sigma_y)^2$ 、 $r=-1$ のときに最大値 $(\sigma_x + \sigma_y)^2$ をとる。誤差分散が全分散の和 $\sigma_x^2 + \sigma_y^2$ に等しくなるのは $r=0$ ($\therefore \sigma_{xy}=0$)のときで、両時系列は独立した変動となる。このように相関係数 r は誤差分散と反比例する関係にあり、単位のない相対値であることから記録波形の歪みを異なる分析区画間で比較することができる。一方、全分散(σ_x^2 と σ_y^2)は誤差分散 σ_e^2 の絶対量に関わるが、原波形の振幅変動の影響を受けるためそのままでは分析区画間での比較に使用できない。ところで、式④に示すように、時系列 x_t と時系列 y_t の回帰直線の傾き(回帰係数)の幾何平均はピアソンの相関係数となる。ここで、 σ_{xy} / σ_x^2 は時系列 y_t の時系列 x_t への直線回帰係数、 σ_{xy} / σ_y^2 は時系列 x_t の時系列 y_t への直線回帰係数、 r^2 は決定力である。

$$(\sigma_{xy} / \sigma_x^2)(\sigma_{xy} / \sigma_y^2) = r^2 \cdots \cdots \cdots \textcircled{4}$$

図1はこの関係を利用して横軸に直線回帰係数 σ_{xy} / σ_y^2 を、縦軸に直線回帰係数 σ_{xy} / σ_x^2 をとった2次元空間に相関係数 r の理論値を ± 0.2 の刻みでプロットしたものである。1つの相関値を与える直線回帰係数の座標と点の分布は1本の曲線を描く。この回帰係数の座標空間から誤差分散に関わる相関係数と全分散の性質を読みとることができる。2つの直線回帰係数がともに正のとき(座標空間の第1象限)、相関係数は正となり、両時系列の振幅変動の間には直線的な増加傾向(同位相の関係)がある。2つの回帰係数がともに負のとき(座標空間の第4象限)、相関係数は負となり、両時系列の振幅変動の間には直線的な減少傾向(逆位相の関係)がある。つまり、相関係数は原波形の振幅の絶対量に関わらず両時系列の位相関係に応じて第1象限の右上方と第4象限の左下の間を移動する曲線として表される。更に、両時系列の全分散の大小関係を読みとることができる。例えば、両時系列が同位相の関係にある場合、回帰係数の座標点が第1象限の左寄り上方に落ちるときは $\sigma_y^2 > \sigma_x^2$ 、第1象限の右寄り下方に落ちるときは $\sigma_y^2 < \sigma_x^2$ となる。一方、両時系列が逆位相の関係にある場合、回帰係数の座標点が第4象限の右寄り下方に落ちるときに $\sigma_y^2 > \sigma_x^2$ 、第4象限の左寄り上方に落ちるときに $\sigma_y^2 < \sigma_x^2$ となる。

以上、時系列 x_t (DC記録)と時系列 y_t (AC記録)の誤差分散 σ_e^2 の統計学的な構造を検討し、AC増幅の記録波形の歪みには振幅と位相に関する測度があり、それらは回帰係数の座標空間に描くことができること、位相に関する歪みはピアソンの積率相関係数で表されることを論じた。次に、実際の時系列データを用いてAC記録の歪みを定量的に評価した。

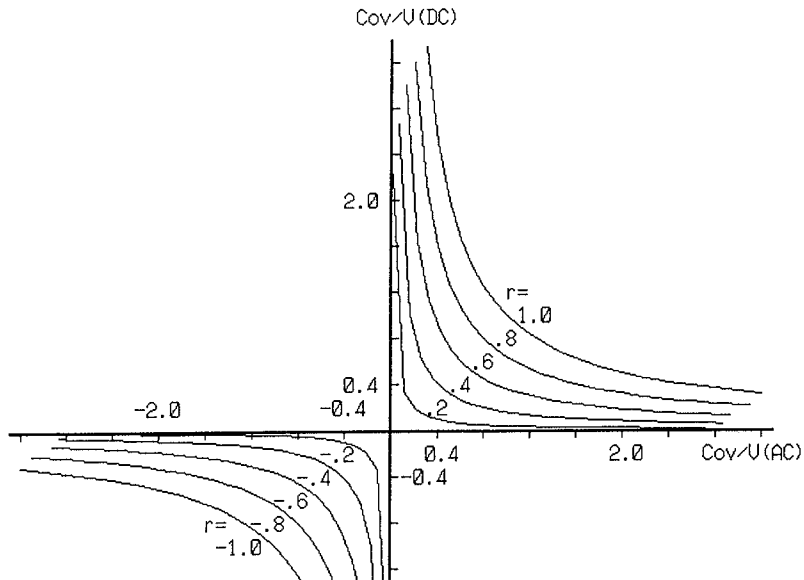


図1 直線回帰係数の座標空間とピアソンの積率相関係数の理論曲線

入眠期眼球運動のAC増幅記録における歪みの評価に関する実験的検討

記 録 入眠経過における脳波（中心部 EEG）および眼球運動（EOG）の記録を4名の被験者について約70分実施した。EOG記録は左右の眼窩外側縁部に装着した電極より双極導出し、ニスタモ用増幅器（日本光電製 AN601）を用いてDC増幅とAC増幅を行った。AC増幅器に標準装備されている短時定数0.3秒および標準値（2.0秒）を3.0秒と6.0秒に変更した長時定数を使用した。SEMs判定にはアーチファクト検出の点から基準電極法が優れているが（広重，1985，1987），記録チャンネル数の制約から双極導出を採用した。安定した記録を得るための前処理（電極の熟成と電極・皮膚接触抵抗 $\leq 5K\Omega$ ），レクチグラフによる紙記録（日本光電製 熱書き記録器 WT-685G）および磁気記録（TEAC社 R-81，回転速度2.375cm/s，周波数特性DC~625Hz）は予備研究（広重，1990）と同様であった。

資料整理 磁気記録した4チャンネルの眼球運動および1チャンネルの脳波を，マイクロコンピュータ（NEC社 PC98Xa7）にインストールした16チャンネル用ADコンバータ（カノープス社 A/D変換ボードADXM-98S）により分解能12ビット，標本化時間20msの条件で切れ目なくAD変換した。変換データはテキストファイルとして保存した後，1区間10秒毎に記録波形の画像処理と歪みに関わる統計量（語差分散，共分散，相関係数）の算出を行った。SEMsはDC記録について波形の特徴抽出パラメータの基準（広重，1987）を満たすものを視察により検出した。睡眠段階の判定は標準的判定基準（Rechtschaffen & Kales, 1968）に準じた。今回は被験者TAの成績（記録約70分，分析区画412，アーチファクトによる除去区画18）について報告する。

結果と考察

DC 増幅と AC 増幅の EOG 記録例 図 2 (A~D) は, 1 区画10秒間の平均電位を基線として AC 記録 (細線) と DC 記録 (太線) を時定数別に重ね書きし, 位相と振幅の誤差の判読を容易にした。右端に AC 記録と DC 記録の相関係数を付記した。各記録にみられる正弦波様の基線変動が緩徐眼球運動 (SEMs) であり, 上向きの振れが左方向, 下向きの振れが右方向への眼球の動きを表す。時定数6.0秒では DC 記録との振幅差と位相差の小さい SEMs 波形が記録された (高相関)。時定数3.0秒では DC 記録の振幅変動が増強された鋭角な三角状の波形を描く傾向が強く (A~C), SEMs の経過時間が延長すると DC 記録との位相差が増大した (相関の低下)。時定数0.3秒では DC 記録と著しく異なる波形が記録された (低相関)。

表 1 に, これら 4 つの記録例について算出した誤差分散, 分散, 共分散および相関係数をまとめた。AC 記録と DC 記録の誤差分散が全分散とその共分散の線結合であること (式①) が確認できる。相関係数は AC 記録の歪みに関する視察印象を的確に表しており, 時定数6.0秒 > 3.0秒 > 0.3秒の順序性がいずれの記録例にも認められる。また, 時定数6.0秒と3.0秒の AC 記録の全分散は相関係数の値に関係なく, DC 記録のものより増大する傾向があった。

表 1 EOG記録の歪みに関する統計量 (分散, 共分散, 相関係数) と時定数 (0.3, 3.0, 6.0秒) K \ddot{o}

Sample	TC	σ^2_e	σ^2_{DC}	σ^2_{AC}	$\sigma_{AC \cdot DC}$	r
A	6.0s	1259.0	1225.6	4660.7	2313.7	0.968
	3.0s	4143.1		9055.8	3069.2	0.921
	0.3s	2215.7		1521.2	265.6	0.194
B	6.0s	369.8	779.4	1969.7	1189.6	0.960
	3.0s	1353.2		3319.1	1372.6	0.853
	0.3s	1104.3		965.4	320.2	0.369
C	6.0s	930.0	3034.6	5866.3	3985.5	0.944
	3.0s	3720.0		8279.1	3796.8	0.757
	0.3s	4116.0		1974.8	446.7	0.182
D	6.0s	1213.4	844.5	2416.0	1023.5	0.716
	3.0s	4023.7		5093.1	956.9	0.461
	0.3s	1075.2		280.3	24.8	0.050

TC:時定数, σ^2_e : AC・DC記録の誤差分散, σ^2_{DC} : DC記録の全分散, σ^2_{AC} : AC記録の全分散, $\sigma_{AC \cdot DC}$: AC・DC記録の共分散, r: AC・DC記録の積率相関係数。

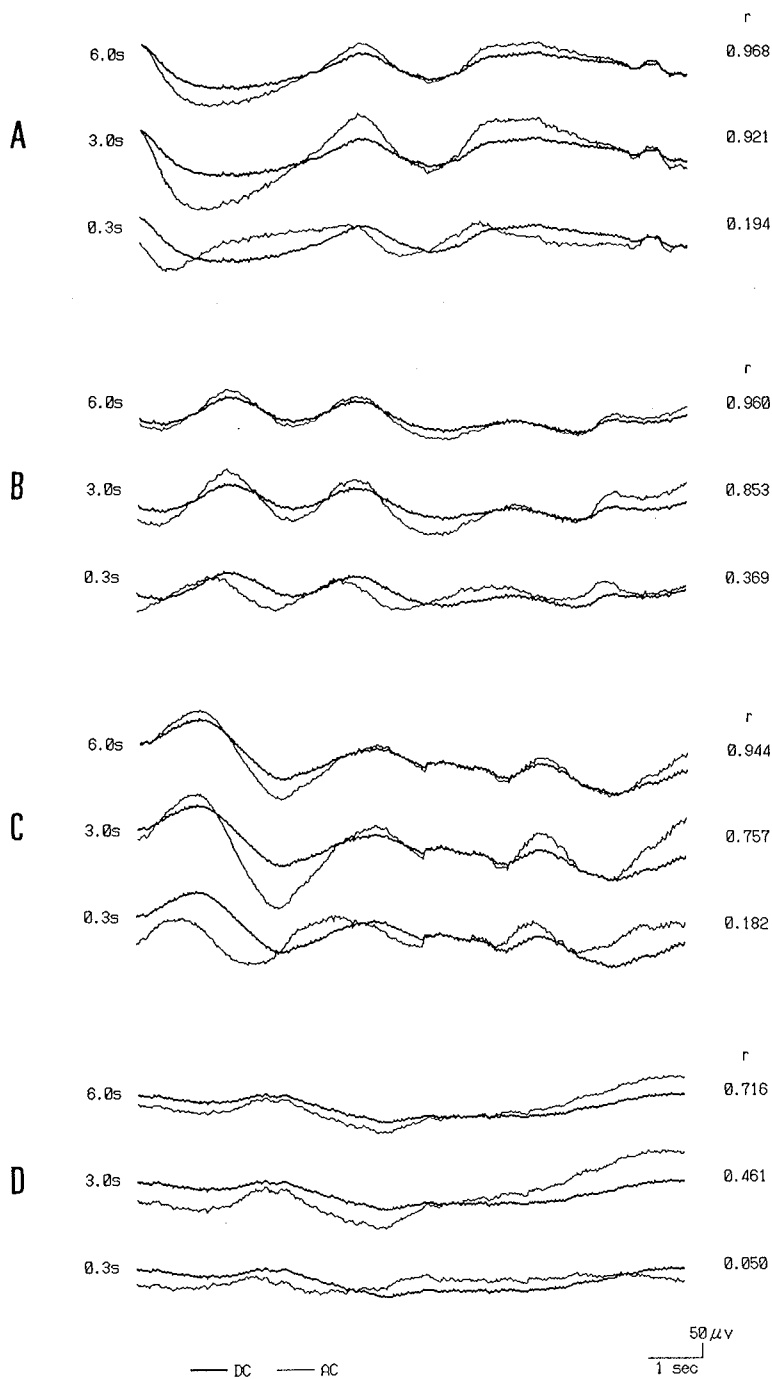


図2 入眠期眼球運動のDC増幅とAC増幅によるEOG記録

AC記録の歪みはDC記録との位相差と電位差を特徴とし、時定数が短いほど増大する。右端に付記した数値はDC記録との相関係数で、歪みの大きさに反比例する。

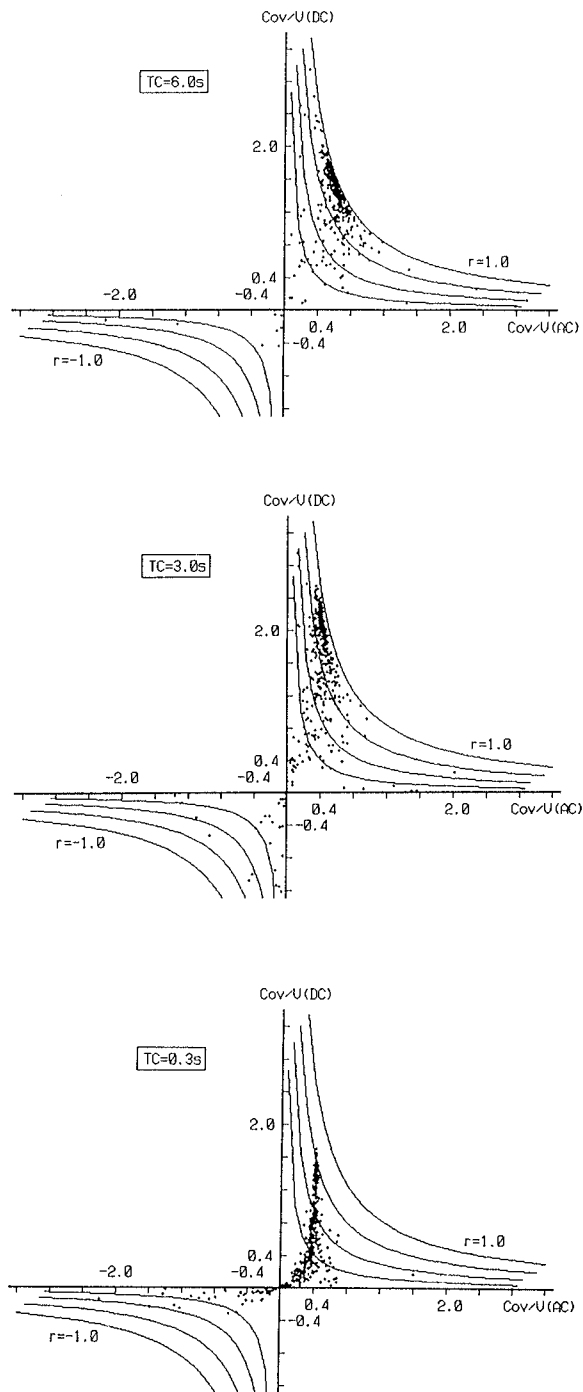


図3 入眠期眼球運動のDC増幅記録とAC増幅記録の直線回帰係数の座標分布
 曲線はピアソンの積率相関係数の理論値を示す。

DC および AC 増幅記録の回帰係数の分布 図3は、横軸に AC 記録への直線回帰係数 (Cov/V (AC)), 縦軸に DC 記録への直線回帰係数 (Cov/V (DC)) をとった 2 次元空間に、10 秒区画毎に算出した 412 標本の直線回帰係数の座標点を時定数別にプロットしたものである。相関係数の理論値 ($r = \pm 1, \pm 0.8, \pm 0.6, \pm 0.4$) が図1と同様の方法で描いてある。

全座標点は第1象限と第4象限に分布しており、その特徴を相関係数との関係から述べる事ができる。時定数6.0秒の回帰係数の座標点は、その多く(79%)が相関係数 $r = 1.0$ と $r = 0.8$ の曲線に沿って分布した。これは、時定数6.0秒のAC記録が振幅と位相の点でDC記録の再現性が優れていることを示す。時定数3.0秒の場合、その回帰係数の座標点は $0.8 < r < 1.0$ の相関値の範囲に落ちるものが減り(58%),代わって $0.0 < r < 0.6$ の範囲や負の領域(第4象限)に落ちるものが増え、DC記録との位相のズレが顕在化している(23.5%)。時定数0.3秒の回帰係数の座標点は、その大部分(98%)が相関係数 $r = 0.8$ の曲線より下方に分布し、その半数以上(57%)が $-0.4 < r < 0.4$ の範囲に落ちた。いずれの時定数においても回帰係数の座標点の分布は左隅に偏る特徴があった。これはAC増幅の記録波形の全分散(振幅)がDC記録のものより増大することを示しており、時定数0.3秒の記録はDC記録の振幅変動を正確に再現しないことが分かる。

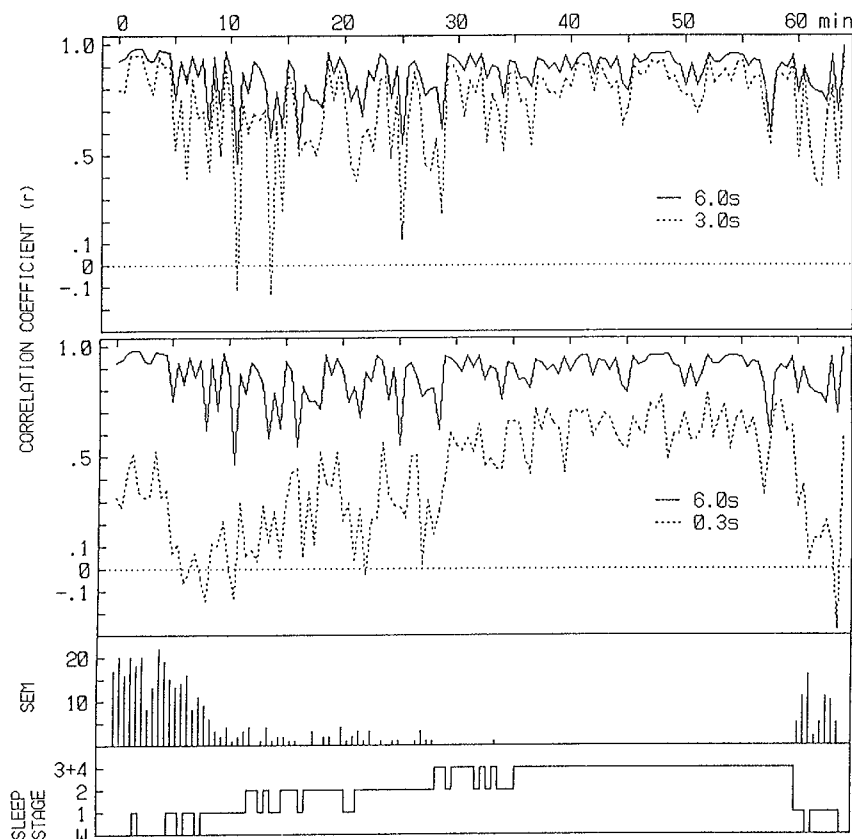


図4 入眠期眼球運動のAC増幅記録の歪み(相関係数)の時間変動

時定数6.0秒と3.0秒, 6.0秒と0.3秒の相関係数(r)が比較できる形式で表示してある。

表 2 各睡眠段階におけるAC記録の歪み(相関係数の平均と変動係数)とSEMs頻度

Pearson's r	E E G Sleep Stages			
	W	1	2	3 + 4
TC:0.3s				
Mean	0.29	0.10	0.33	0.61
CV	0.92	2.65	0.81	0.27
TC:3.0s				
Mean	0.81	0.59	0.63	0.81
CV	0.29	0.74	0.56	0.23
TC:6.0s				
Mean	0.94	0.80	0.83	0.90
CV	0.08	0.35	0.28	0.11
Number of slow eye movements (SEMs) per 10s				
Mean	4.8	1.9	0.3	0.0
SD	2.5	1.9	0.6	0.0

r:ピアソンの積率相関係数, TC:時定数, CV:変動係数(%), SD:標準偏差。
AC記録の歪みは $r=1.0$ のときに最小, $r=-1.0$ のときに最大となる。

入眠期 EOG の歪みの時間変動と SEMs 図 4 は, 入眠期の SEMs の出現頻度および睡眠段階の推移とともに, DC 記録と AC 記録の相関係数(r)の時間変動を 1 区画 30 秒の単位で図示したものである。記録開始後の覚醒から徐波睡眠(睡眠段階 3+4)に至る入眠経過は比較的速やかであり, SEMs の出現は時定数の関数として 6.0 秒, 3.0 秒, 0.3 秒の順に低下し, その順序性は入眠経過を通じて保たれた。注目される点は, 相関係数の時間変動と SEMs の消長との対応である。SEMs の出現には覚醒・睡眠の移行期(段階 W, 1, 2)に頻発・減少という一連の時間的推移があるが, これに対応して相関係数の一時的な低下と不安定な動揺がみられた。表 2 に示すように, SEMs の減少を特徴とする段階 1 あるいは段階 2 において相関係数の低下と変動係数の増大が著しく, 時定数が短いほどその傾向は明瞭であった。一方, 段階 3 + 4 (徐波睡眠)では SEMs が停止し, いずれの時定数も相関係数が上昇しその変動性が減弱した。以上, AC 増幅の記録波形における位相の歪みは入眠期の SEMs 減少と関連した時間変動を示し, 3 秒以下の時定数で著しいことが分かった。

入眠期眼球運動と AC 増幅の時定数 AC 増幅による EOG 記録の歪みは位相と振幅に関わる分散に分解され, 回帰係数の座標空間と入眠経過における時間変動の点から定量的に評価された。その結果, 入眠期の SEMs の正確な波形認識とその消長過程の把握の点で優れた記録条件は時定数 6.0 秒であることが明らかとなった。時定数 3.0 秒は現行の AC 増幅器に標準装備されているもののなかでは最長であるが, 位相および振幅の点で DC 記録の再現性が時定数 6.0 秒に比較して劣った(図 3, 表 2)。特に, 段階 1 において時定数 3.0 秒の記録にみられた DC 記録との相関の低下とその変動性の増大は, 日本睡眠学会のガイドライン(1996)に対して 1 つの問題を提起するものであ

り、同ガイドラインが推奨する「時定数1.5秒以上」の基準では SEMs の誤判定を招く危険があると考えられる。

時定数0.3秒は入眠期の EOG 記録に不適切であった。しかし、この時定数を用いた入眠期研究は近年でも発表されており、例えば、ヴィジランス課題下での行動反応によって定義した覚醒・睡眠移行期 (sleep onset period:SOP) における SEMs の出現分布に関する研究がある (Ogilvie, McDonagh, Stone, & Wilkinson, 1988)。Ogilvie らは、時定数0.3秒の EOG 記録を用いて振幅 $50-150 \mu v$ と周期 $0.5-0.2 \text{Hz}$ を基準として SEMs の視察判定を行い、SEMs の逆 U 字型分布が SOP 期に得られると報告している。その知見は、随意運動の解体と SEMs の点から入眠期を検討している著者らの研究 (広重・Dorokhov・保野, 1994) との関連性が期待されて興味深い。しかし、本研究から明らかのように、周期 $0.5-0.2 \text{Hz}$ の SEMs を時定数0.3秒で正確に検出することは困難であり、Ogilvie らの SEMs 判定は信号を見落とす誤り (第1種の誤差) とともに信号でないものを信号とする誤り (第2種の誤差) を含むと考えられる。

引用文献

- Boukadoum, A.M., & Ktonas, P.Y. 1986 EOG-based recording and automated detection of sleep rapid eye movements: A critical review, and some recommendations. *Psychophysiology*, 23, 598-611.
- 広重佳治 1985 入眠状態と緩徐眼球運動 (SEMs) - SEMs の記録方法と定量分析について - 親和女子大学研究論叢 18, 67-93.
- 広重佳治 1987 入眠期指標としての緩徐眼球運動の変動 生理心理学と精神生理学, 5, 11-19.
- 広重佳治 1990 入眠時緩徐眼球運動のDC記録とAC記録の比較 親和女子大学研究論叢, 23, 140-154.
- 広重佳治・Dorokhov, V.B.・保野孝弘 1994 入眠期の随意運動に関する行動生理学的研究 日本心理学会第58回大会発表論文集, p.509.
- 広重佳治 1995 入眠期の主観的体験 生理心理学と精神生理学, 13, 66-76.
- Mcpartland, R.J., & Kupfer, D.J. 1978 Computerised measures of electro-oculographic activity during sleep. *International Journal of Bio-Medical Computing*, 9, 409-419.
- 日本睡眠学会睡眠段階自動判定小委員会報告 1996 睡眠段階判定国際基準の自動判定のための補足定義および修正 日本睡眠学会ニューズレター 13, 5-13.
- Ogilvie, R.D., McDonagh, D.M., Stone, S.N., & Wilkinson, R.T. 1988 Eye movements and the detection of sleep onset. *Psychophysiology*, 25, 81-91.
- Rechtschaffen, A., & Kales, A. (Eds) 1968 A manual of Standardized Terminology, Techniques and Scoring System for Sleep Stages of Human Subjects. Washington, D.C.: Public Health Service, U.S. Government Printing Office.
- Tursky, B., & O'Connell, D.N. 1966 A comparison of AC and DC eye movement recording. *Psychophysiology*, 3, 157-163.